

(11)Publication number : 01-223929

(43)Date of publication of application : 07.09.1989

(51)Int.Cl.

A61B 1/04
G02B 23/24

(21)Application number : 63-048365

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 01.03.1988

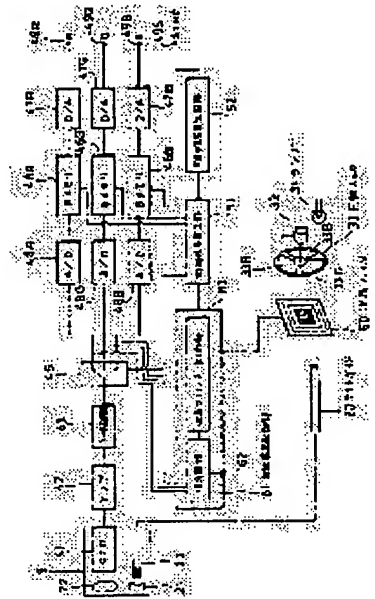
(72)Inventor : TSURUOKA TAKEO
KONOMURA MASARU

(54) ENDOSCOPIC IMAGE INPUT APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To obtain effective data even from the wavelength regions of R, B or the like not effectively utilized in an endoscopic image heretofore, by providing a quantity-of-light adjusting means capable of independently adjusting the quantity-of-incident light levels necessary for obtaining a plurality of color components with respect to the respective color components.

CONSTITUTION: The illumination light emitted from a lamp 31 is separated into lights of R-, G- and B-wavelength regions in a time series manner to be incident to the incident end of the light guide 23 of an electronic endoscope. The R-, G- and B-signals from a change-over switch 45 are inputted to the integrating circuit 62 in an automatic exposure control part 61. The integrating circuit 62 individually integrates the R-, G- and B-signals on the basis of the control signal from a control signal generating part 51 to transfer signals permitting lights to pass in the quantities respectively imparting proper exposure to a liquid crystal filter control part 63. The control of a liquid crystal filter 60 is performed on the basis of the quantity-of-light value of R when the light incident to the light guide 23 is R, on the basis of the quantity-of-light value of G when the light is G and on the basis of the quantity-of-light value of B when the light is B and the quantity of the illumination light emitted from the leading end part 9 of an endoscope is changed.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

⑫ 公開特許公報(A) 平1-223929

⑤ Int. Cl.

A 61 B 1/04
G 02 B 23/24

識別記号

370

庁内整理番号

7805-4C
B-8507-2H

⑬ 公開 平成1年(1989)9月7日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全8頁)

⑭ 発明の名称 内視鏡画像入力装置

⑰ 特 願 昭63-48365

⑱ 出 願 昭63(1988)3月1日

⑲ 発 明 者 鶴 岡 建 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 此 村 優 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑲ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進



明 細 書

1. 発明の名称

内視鏡画像入力装置

2. 特許請求の範囲

内視鏡による画像を複数の色成分に分解し、且つ、電気信号に変換する内視鏡画像入力装置において、前記複数の色成分を切るに必要な入射光量レベルを、各色成分に対して独立に調整可能な光量調整手段を設けたことを特徴とする内視鏡画像入力装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、内視鏡による画像を複数の色成分の電気信号に変換する内視鏡画像入力装置に関する。

〔従来の技術と発明が解決しようとする課題〕

近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することにより、体腔内臓器等を観察したり、必要に応じて器具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置のできる内視鏡が広く利用されている。

また、電荷結合素子(CCD)等の固体撮像素

子を撮像手段に用いた電子内視鏡も種々提案されている。

従来の内視鏡装置の一例を第6図に示す。この図に示すように、ランプ31から出射された光は、モータ32により回転される回転フィルタ33によって、赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長領域に時系列的に分離され、絞りとしてのメッシュフィルタ34で光量が調整された後、内視鏡のライトガイド35の入射端に入射される。この面順次照明光は、前記ライトガイド35によって内視鏡先端部に導かれて、この先端部から出射され、被写体に照射される。この照明光による被写体からの戻り光は、結像光学系によって、内視鏡先端部に設けられたCCD41上に結像される。このCCD41からの画像信号は、アンプ42によって所定の範囲の電圧レベルに増幅される。このアンプ42の出力は、 γ 補正回路43で γ 補正された後、A/D変換器44でデジタル信号に変換されて、切換スイッチ45を介して、R、G、Bに対応する各メモリ46R、46G、46Bに記

憶される。各メモリに記憶された画像信号は、テレビジョン信号のタイミングで読み出され、それぞれ、D/A変換器47R、47G、47Bでアナログ信号に変換される。このアナログの画像信号は、同期信号発生回路52からの同期信号SYNCと共に、RGB信号出力端に送られる。そして、このようにして得られたRGB信号を、モニタに表示して、内視鏡観察を行うようになっている。

また、露光量の調節を行うために、アンプ42からの映像信号は、積分回路37と絞りサーボ部38からなる絞り調整機構部36に入力される。前記積分回路37では、R、G、B各信号が積分されて、1画面分の光量値として絞りサーボ部38に伝送される。この絞りサーボ部38では、前記光量値に基づき、モータ39にて前記メッシュフィルタ34を回転させる。前記メッシュフィルタ34は、照明光路に対する角度によって透過光量に変化するようにしており、このメッシュフィルタ34にて露光量の調整を行う。

G、B全ての信号に基づいて行っているため、被写体の輝度レベルの偏りがそのまま出力される。

これから明らかなように、R信号は高レベルに偏り飽和しやすくなる。一方、B信号は低レベルに偏りノイズに埋もれ易い。

このように、従来例では、露光量の調整を行った後の輝度階調分布が、被写体の輝度レベルに適合していない。このため、R信号は高レベルに偏り、B信号は低レベルに偏るという欠点がある。このような欠点は、画像が持つ有効な情報量を減少させてしまう。また、R信号が高レベルに偏るため微小レベルの信号をマスクし、その識別を困難にさせてしまう等の問題も生じる。

【発明の目的】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡画像において従来有効に利用されていなかったR、B等の波長域からも、有効な情報が得られるようにした内視鏡画像入力装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段及び作用】

また、画像信号の行き先と画像信号転送時の転送タイミングを制御する制御信号発生部51が設けられ、この制御信号発生部51は、前記切換スイッチ45、R、G、B各メモリ46R、46G、46B、同期信号発生回路52、モータ32及び絞り調整機構部36に、制御信号を送出している。

このように、従来例では、第7図に示すように、R、G、B全ての信号から積分回路37にて画面全体の光量値を算出し、1画面の露光量の調節を行っている。このような従来の制御系が、内視鏡画像の再現性に対してどのような影響を与えるかについて、第8図及び第9図を用いて説明する。

第8図は、被写体の輝度レベルの分布を示している。この図に示すように、一般に、内視鏡における被写体の輝度レベルは、赤成分が多く、青成分が少ない。

第9図(a)、(b)、(c)は、第8図に示した範囲の輝度レベルに対する、デジタル変換後の出力値のヒストグラムを、R、G、B各信号別に示したものである。従来は、露光量の調節をR、

本発明の内視鏡画像入力装置は、内視鏡画像を構成する複数の色信号を得るに必要な入射光量レベルを、各色信号に対して独立に調整可能な光量調整手段を設け、各色信号に対応する入射光量レベルを、被写体が持つ情報量に適合するように調整できるようにしたものである。

【実施例】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図ないし第5図は本発明の一実施例に係り、第1図は内視鏡装置の構成を示す説明図、第2図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第3図は自動露光制御の説明図、第4図及び第5図は液晶フィルタを用いた絞り機構の動作を示す説明図である。

第2図に示すように、電子内視鏡1は、生体20内に挿入される細長で例えば可撓性の挿入部2を有し、この挿入部2の後端に太径の操作部3が連設されている。前記操作部3の後端部からは側方に可撓性のユニバーサルコード4が延設され、このユニバーサルコード4の先端部にコネクタ5

が設けられている。前記電子内視鏡1は、前記コネクタ5を介して、光源装置及び信号処理回路が内蔵された観察装置6に接続されるようになっている。さらに、前記観察装置6には、観察用のモニター7や図示しない各種の信号処理装置等が接続されるようになっている。また、前記コネクタ5には、吸引チューブ21が接続され、この吸引チューブ21は、吸引器22に接続されるようになっている。

前記挿入部2の先端側には、硬性の先端部9及びこの先端部9に隣接する後方側に湾曲可能な湾曲部10が順次設けられている。また、前記操作部3には、湾曲操作ノブ11が設けられ、この湾曲操作ノブ11を回動操作することにより、前記湾曲部10を上下／左右方向に湾曲できるようになっている。また、前記操作部3には、前記挿入部2内に設けられた通置具チャンネルに連通する挿入口12が設けられている。また、前記挿入部2内には、吸引チャンネルが設けられ、この吸引チャンネルは、前記吸引チューブ21に接続され

るようになっている。

第1図に示すように、前記先端部9には、配光レンズ21と、結像光学系22とが配設されている。前記配光レンズ21の後端側には、ファイババンドルからなるライトガイド23が連設され、このライトガイド23は、前記挿入部2、操作部3、ユニバーサルコード4内に挿通され、前記コネクタ5に接続されている。そして、このコネクタ5を前記観察装置6に接続することにより、この観察装置6内の光源装置から出射される照明光が、前記ライトガイド23の入射端に入射されるようになっている。この光源装置は、ランプ31と、このランプ31の照明光路中に配設され、モータ32によって回転される回転フィルタ33と、この回転フィルタ33と前記ライトガイド23入射端の間に介装された絞りとしての液晶フィルタ60とを備えている。前記回転フィルタ33には、それぞれ、赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長領域の光を透過するフィルタ33R、33G、33Bが、周方向に沿って配列されている。そし

て、前記ランプ31から出射された光は、前記回転フィルタ33によって、R、G、Bの各波長領域に時系列的に分離され、前記液晶フィルタ60を通過した後、前記ライトガイド23の入射端に入射されるようになっている。この照明光は、前記ライトガイド23によって先端部9に導かれて先端面から出射され、配光レンズ21を通過して、被写体に照射されるようになっている。

一方、前記結像光学系22の結像位置には、固体撮像素子、例えばCCD41が配設されている。そして、前記面順次照明光によって照明された被写体像が、前記結像光学系22によって結像され、前記CCD41より電気信号に変換される。このCCD41からの画像信号は、所定の範囲の電気信号(例えば0～1ボルト)に増幅するためのアンプ42に入力されるようになっている。このアンプ42の出力電気信号は、 γ 補正回路43を経て、1入力3出力の切換スイッチ45に入力されるようになっている。そして、時系列的に送られてくるRGB信号は、前記切換スイッチ45によ

って、R、G、B各色信号に分離されるようになっている。このR、G、B各色信号は、それぞれ、A/D変換器48R、48G、48Bで、デジタル信号に変換された後、R、G、Bに対応する各メモリ46R、46G、46Bに記憶されるようになっている。各メモリから読み出された画像信号は、それぞれ、D/A変換器47R、47G、47Bでアナログ信号に変換され、R、G、B各色信号出力端49R、49G、49Bから出力されるようになっている。また、前記R、G、B信号と共に、同期信号発生回路52からの同期信号SYNCが、同期信号出力端49Sから出力されるようになっている。そして、前記R、G、B信号及び同期信号が、モニター7や各種の画像処理装置等に入力されるようになっている。

一方、前記切換スイッチ45からのR、G、B信号出力は、積分回路62と液晶フィルタ制御部63とからなる自動露光制御部61に入力されるようになっている。前記積分回路62は、R、G、B各信号について個別に積分し、この積分値を液

品フィルタ制御部63に転送する。この液晶フィルタ制御部63は、前記積分値に基づき、前記液晶フィルタ60の透過光量を制御するようになっている。

また、画像信号の行き先と画像信号転送時の転送タイミングを制御する制御信号発生部51が設けられ、この制御信号発生部51は、前記切換スイッチ45、R、G、B各メモリ46R、46G、46B、同期信号発生回路52、モータ32及び自動露光制御部61に、制御信号を送出している。

次に、以上のように構成された本実施例の動作について説明する。

制御信号発生部51から、回転フィルタ33を回転駆動するモータ32に対し、モータ制御信号が送られる。この制御信号に応じて、前記モータ32は、切換スイッチ45の切換えのタイミングに合わせて、回転フィルタ33を回転させる。ランプ31から出射された照明光は、前記回転フィルタ33を通過することによって、R、G、Bの各波長領域の光に時系列的に分離され、液晶フィ

ルタ60を通過して、電子内視鏡1のライトガイド23入射端に入射される。この照明光は、前記ライトガイド23によって先端部9に導かれて先端面から出射され、配光レンズ21を通過して、被写体に照射される。このような照明方法は、いわゆるRGB面順次カラー方式である。

前記面順次照明光によって照明された被写体像は、結像光学系22によってCCD41上に結像され、このCCD41より電気信号に変換される。このCCD41からの画像信号は、アンプ42によって、所定の範囲の電気信号、本実施例では0～1ボルトの範囲の信号に変換される。この画像信号は、 γ 補正回路43に入力され、所定の γ 特性を持った画像信号に変換される。この画像信号は、切換スイッチ45を経て、制御信号発生部51からの制御信号により、CCD41に入る映像がR照明によるものであるときはR信号用A/D変換器48Rに、G照明によるものであるときはG信号用A/D変換器48Gに、B照明によるものであるときはB信号用A/D変換器48Bに切

換える。各A/D変換器48R、48G、48Bでは、ある量子化レベル（例えば8ビット）でデジタル化される。このデジタル信号に変換されたR、G、Bの画像信号は、それぞれ、R信号用メモリ46R、G信号用メモリ46G、B信号用メモリ46Bに記憶される。各メモリは、入出力が独立しており、入力と出力とをそれぞれ独自のタイミングで行うことができる。各メモリ48R、48G、48Bに記憶された画像信号は、制御信号発生部51からの制御信号によって、それぞれ、D/A変換器47R、47G、47Bに転送され、アナログ信号に変換される。このD/A変換器47R、47G、47Bからの画像信号は、制御信号発生部51の制御のもとに同期信号発生回路52で作られ、出力端49Sから出力される同期信号SYNCと共に、R、G、B画像信号として、出力端49R、49G、49Bから出力される。

また、前記切換スイッチ45からのR、G、B信号は、自動露光制御部61内の積分回路62に入力される。この積分回路62は、制御信号発生

部51からの制御信号により、R、G、B信号を個別に積分し、それぞれに適正な露光を与える光量を通過させる信号を、順次液晶フィルタ制御部63に転送する。この液晶フィルタ制御部63では、ライトガイド23に入射される光がRの場合にはRの光量値に基づき、光がGの場合にはGの光量値に基づき、光がBの場合にはBの光量値に基づき液晶フィルタ60の制御を行い、内視鏡先端部9からの出射される照明光の光量を変化させる。

次に、第3図及び第7図を参照して、本実施例における自動露光制御について、従来例と比較しながら説明する。

第7図に示すように、従来例では、RGB3信号を用いて1画面の光量値を算出していた。しかしながら、一般的な内視鏡画像は、第8図及び第9図に示すように、R信号は高輝度レベルに、B信号は低輝度レベルに偏っている。このため、RGB3信号を用いて光量値を算出し、この光量値に基づいて露光を制御すると、この偏りがそのま

ま出力信号に現れる。

これに対し、本実施例では、第3図(a)、(b)、(c)に示すように、制御信号発生部51からの制御信号によりR、G、B信号を個別に取り出し、R、G、B各信号について積分回路62にて光量値を算出する。そして、この光量値に基づいて、R、G、Bの各光量を独立に制御する。このため、R、G、B各信号に対して常に適切なレベルの入射光量が得られる。

ところで、本実施例のようにRGB各信号に対して入射光量の制御を行うには、高速度の絞り機構が必要とされる。本実施例では、その一例として液晶フィルタを利用した絞り機構を用いており、第4図(a)～(c)、第5図(a)～(c)は、その絞り機構の説明図である。すなわち、一枚のフィルタを、第4図に示すように同心状に、あるいは、第5図に示すように周方向に、複数の部分に分割し、各部分に対し制御信号に基づき透明化／不透明化を行う。これにより、絞りとしての機構を持たせることができる。尚、第4図及び第5

図であるが、そのままモニタに出力しても自然色とならない。そこで、制御信号発生部51からの制御の基に、RGB3信号を用いて1画面の光量値を算出することもできるようにしても良い。これにより、通常観察時等には、従来例と同様に、モニタ上に自然色として表示することも可能となる。

尚、本発明は、上記実施例に限定されず、例えば内視鏡としては、先端に固体撮像素子を有する電子内視鏡に限らず、光学ファイバ等によるイメージガイドを用いて被観察物の外部に像を導き、この像を固体撮像素子で撮像するタイプの内視鏡装置等にも適用することができる。

また、カラー撮像方式としては、面順次式に限らず、固体撮像素子の前面にカラーフィルタアレイを設けた同時式であっても良い。この場合には、例えば、固体撮像素子の画素の1つ1つの前面に、液晶フィルタを配置することにより、各色画素に独立に入射光量を調整することが可能になる。

また、本発明は、被観察体の反射光を受光する

図において、斜線部分は不透明部分を示し、(a)、(b)、(c)図の間では、(a)図側が、より光量が多いときに対応して、より不透明部分が多い状態を示している。

このように、本実施例では、画像を構成するRGB各信号に対し、各々の入射光量レベルが、独立に、被写体が持つ情報量に適合するように自動調整される。これにより、RGB各信号について、露度階調分布が、被写体の露度レベルに適合し、R信号、B信号における露度レベルの偏りを改善することができる。従って、内視鏡画像において従来有効に利用されていなかったR、B等の波長域からも、有効な情報が得られ、また、画像処理を行うには最適なRGB各色信号が得られる。

前記画像処理としては、画像の露度線表示、疑似カラー表現、RGB各画像間の相関等の並び、画像の強調、画像の合成等がある。

尚、本実施例では、入射光量レベルを各色信号毎に変化させているため、カラーバランスが崩れることになる。そのため、画像処理を行うには最

内視鏡に限らず、被観察体を透過した光を受光して観察する内視鏡に対しても適用することができる。

[発明の効果]

以上説明したように本発明によれば、内視鏡画像を構成する複数の色信号を得るに必要な入射光量レベルを、各色信号に対して独立に調整可能な光量調整手段を設けたので、各色信号に対応する入射光量レベルを、被写体が持つ情報量に適合するように調整することができ、内視鏡画像において従来有効に利用されていなかったR、B等の波長域からも、有効な情報を得ることが可能になるという効果がある。

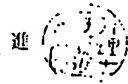
4. 図面の簡単な説明

第1図ないし第5図は本発明の一実施例に係り、第1図は内視鏡装置の構成を示す説明図、第2図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第3図は自動露光制御の説明図、第4図及び第5図は液晶フィルタを用いた絞り機構の動作を示す説明図、第6図は従来の内視鏡装置の構成を示す説明図、第7

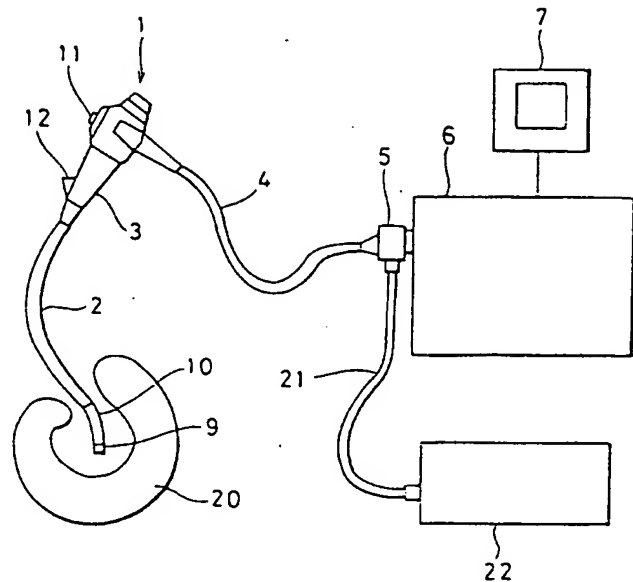
図は従来の自動露光制御の説明図、第8図は被写体の輝度レベルの分布を示す説明図、第9図はR、G、B各信号別に示すデジタル変換後の出力値のヒストグラムである。

- | | |
|----------------|--------------|
| 1 … 電子内視鏡 | 6 … 観察装置 |
| 31 … ランプ | 33 … 回転フィルタ |
| 41 … CCD | 51 … 制御信号発生部 |
| 60 … 液晶フィルタ | 61 … 自動露光制御部 |
| 62 … 積分回路 | |
| 63 … 液晶フィルタ制御部 | |

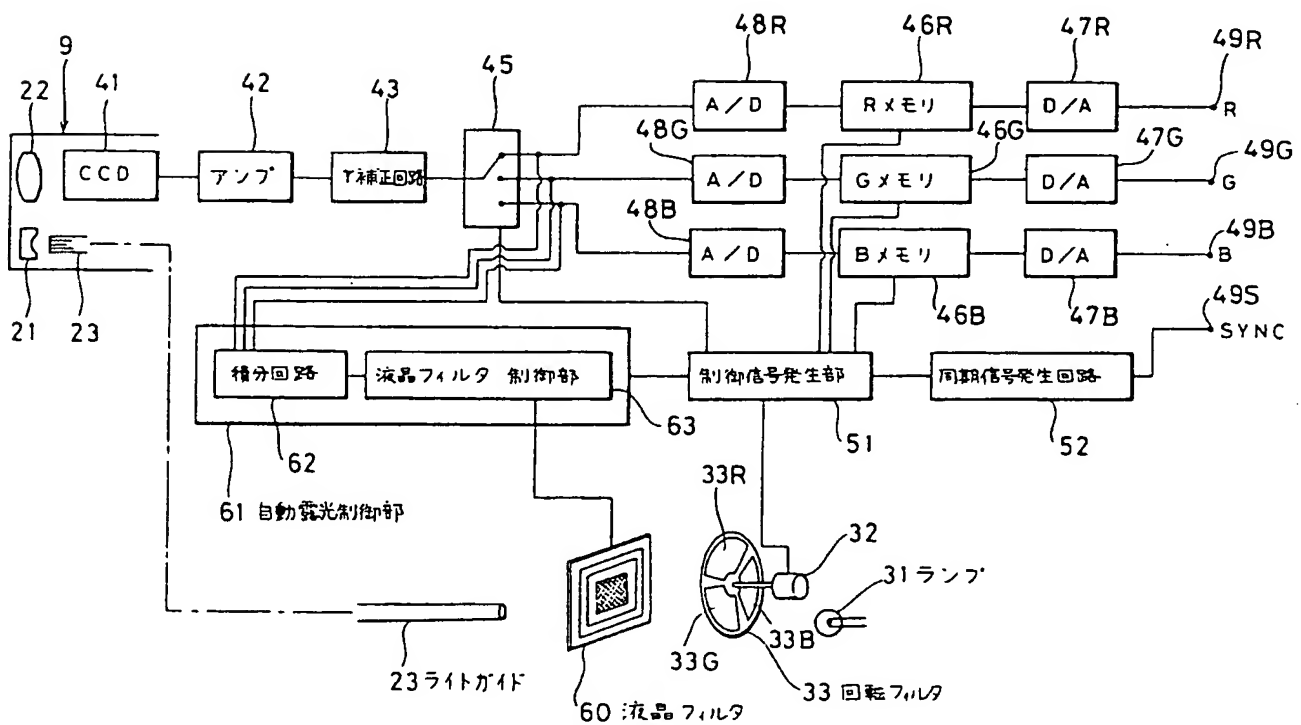
代理人 弁理士 伊藤 進



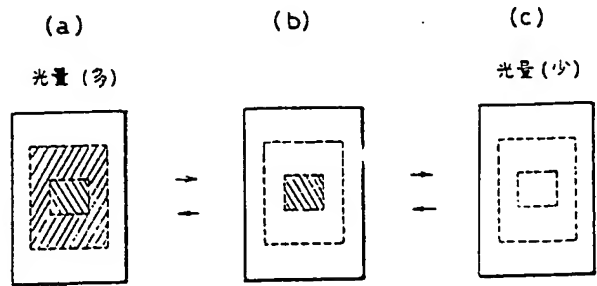
第2図



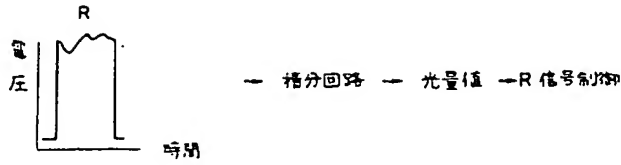
第1図



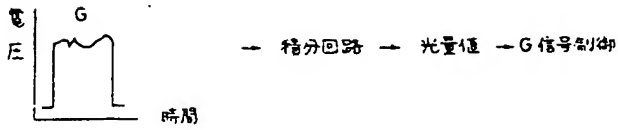
第4図



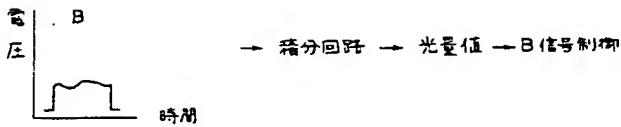
第3図 (a)



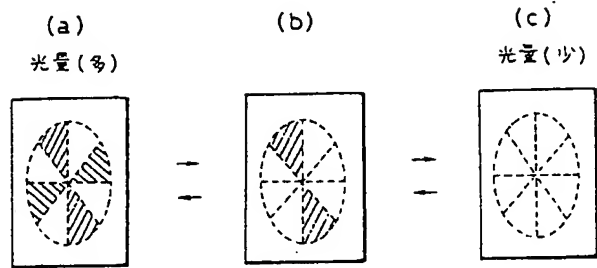
第3図 (b)



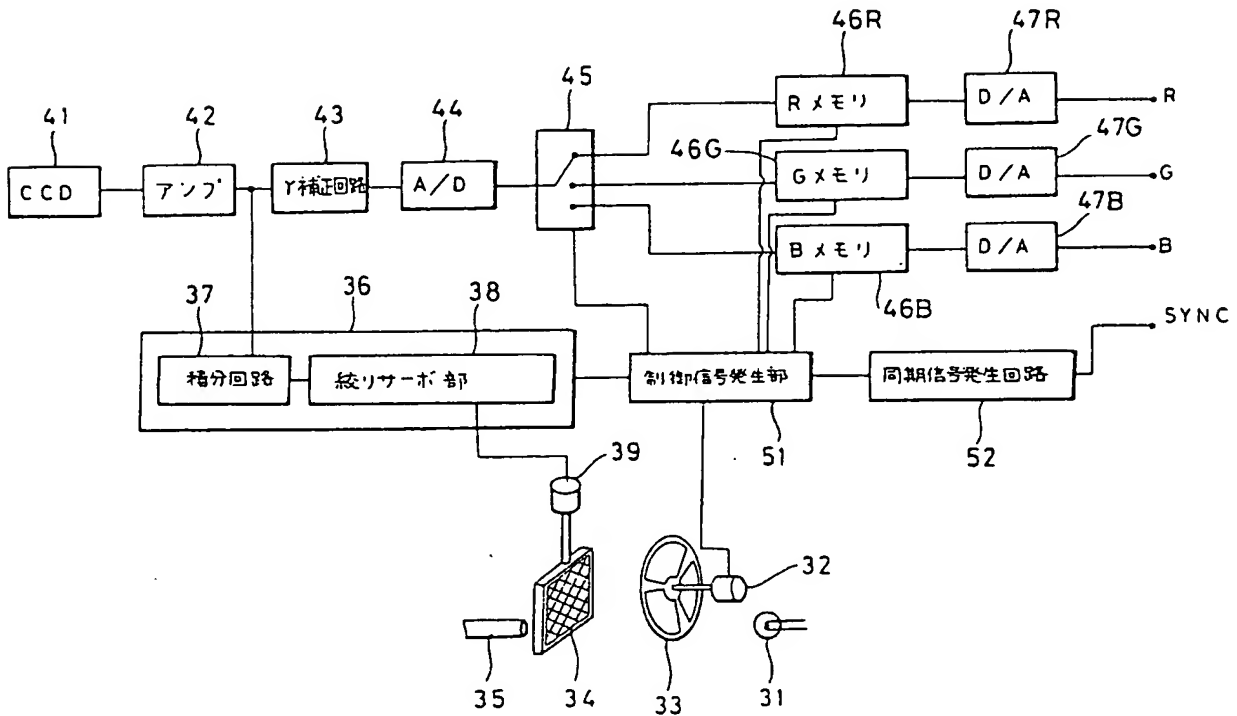
第3図 (c)



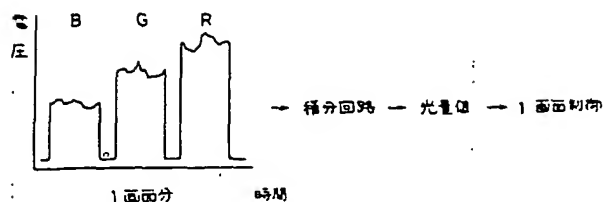
第5図



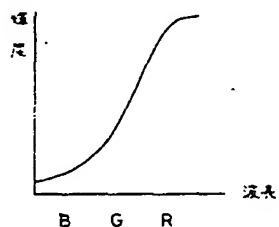
第6図



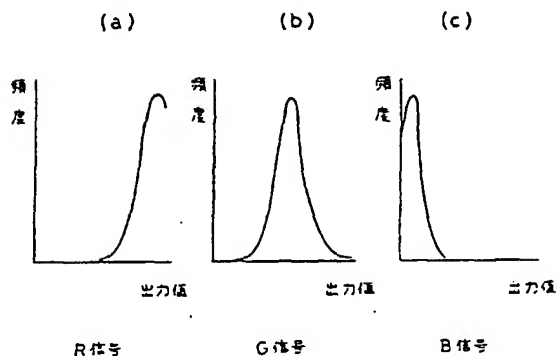
第7図



第8図



第9図



手続補正書 (自発)

昭和63年 6月16日

特許庁長官 小川 邦夫 閣



1. 事件の表示 昭和63年特許願第48365号

2. 発明の名称 内視鏡画像入力装置

3. 補正をする者
事件との関係 特許出願人

住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目43番2号
名 称 (037) オリンパス光学工業株式会社
代表者 下山 敏 郎

4. 代 理 人
住 所 東京都新宿区西新宿7丁目4番4号
武蔵ビル6階 ☎ (371) 3561
氏 名 (7623) 弁理士 伊 藤 進



5. 補正命令の日付 (自 発)

6. 補正の対象 明細書の「発明の詳細な説明」の欄

7. 補正の内容 別紙の通り



1. 明細書中第13ページの第8行目ないし第9行の「…各メモリ48R, 48G, 48B…」を「…各メモリ46R, 46G, 46B…」に訂正します。